

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-263648

(43)公開日 平成8年(1996)10月11日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 5/00			G 0 6 F 15/68	3 1 0 J
A 6 1 B 6/00			G 0 3 B 42/02	B
G 0 3 B 42/02		7638-2 J	A 6 1 B 6/00	3 5 0 D
G 0 6 T 1/00			G 0 6 F 15/62	3 9 0 A

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全13頁)

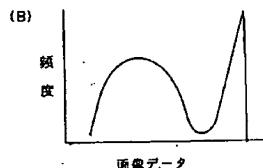
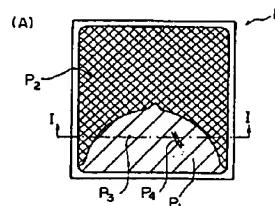
(21)出願番号	特願平7-175997	(71)出願人	000005201 富士写真フィルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地
(22)出願日	平成7年(1995)7月12日	(72)発明者	中島 延淑 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内
(31)優先権主張番号	特願平7-42265	(74)代理人	弁理士 柳田 征史 (外1名)
(32)優先日	平7(1995)1月24日		
(33)優先権主張国	日本 (JP)		

(54)【発明の名称】異常陰影候補の検出方法

(57)【要約】

【課題】異常陰影候補の検出方法において、放射線画像からの画像データの読み取条件に拘らず、異常陰影の検出性能を向上させる。

【解決手段】モーフオロジーフィルター処理によっても、石炭化陰影 P_3 と同等の大きさをもつために、石炭化陰影 P_3 とともに検出される非石炭化陰影であるノイズ成分 P_5 の一部 P_5' と、石炭化陰影 P_3 とを判別するための閾値を、EDR処理による L 値が小さくなるほど、大きくなるように設定することにより、EDR処理による L 値が小さくなつて、ノイズ成分の一部 P_5' のコントラストが拡大されても、 L 値が小さくなることによって閾値は大きな値に設定されて、石炭化陰影 P_3 と非石炭化陰影であるノイズ成分の一部 P_5' とを、高精度に判別することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体の放射線画像情報が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートを励起光により走査し、該走査により前記シートから発せられた輝尽発光光を光電読取手段により読み取って画像データを得、得られた画像データに基づいて、前記放射線画像情報から異常陰影の候補を検出する異常陰影候補の検出方法において、

前記画像データに基づいて、前記放射線画像情報を可視画像として再生するに最適な読取条件と等価な正規化した読取感度およびラチチュードを求め、

前記異常陰影候補を検出するための所定の閾値を、前記正規化した読取感度が大きくなるのに応じて、および／または前記正規化したラチチュードが小さくなるのに応じて大きな値に設定することを特徴とする異常陰影候補の検出方法。

【請求項2】 被写体の放射線画像情報が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートを励起光により走査し、該走査により前記シートから発せられた輝尽発光光を光電読取手段により読み取って画像データを得る本読みに先立つて、予め該本読みに用いられる励起光よりも低レベルの励起光により前記シートを走査して該シートに蓄積記録された画像情報の概略を読み取る先読みを行い、該先読みにより得られた情報に基づいて前記本読みを行う際の読取条件である読取感度およびラチチュードを決定し、該読取条件に従って行なう前記本読みにより得られた画像データに基づいて、前記放射線画像情報から異常陰影の候補を検出する異常陰影候補の検出方法において、前記異常陰影候補を検出するための所定の閾値を、前記読取感度が大きくなるのに応じて、および／またはラチチュードが小さくなるのに応じて、大きな値に設定することを特徴とする異常陰影候補の検出方法。

【請求項3】 前記異常陰影の候補の検出は、検出の対象となる画像を構成する全ての画素について各画素ごとに勾配ベクトルを求め、前記全ての画素の各々を注目画素として該注目画素に対する該注目画素の周辺の各画素の前記勾配ベクトルの集中度を求める、該集中度が所定値以上である画素のみからなる前記注目画素を中心とした領域を求める、前記注目画素に対する該領域の勾配ベクトルの集中度の大きさに応じて該領域が異常陰影候補となる可能性があるか否かを判別し、該可能性があると判別された該領域の形状に関する特徴量と、前記所定の閾値とを比較することにより行なう、アイリスフィルターによる検出方法であることを特徴とする請求項1または2に記載の異常陰影候補の検出方法。

【請求項4】 前記異常陰影の候補の検出は、高輝度高信号レベルの画像データに対して、マルチスケールおよび多重構造要素を用いてオーブニング処理を施し、該オーブニング処理の施された画像データをもとの画像データから減算するモーフオロジー演算により得られた値と前記所定の閾値とを比較することにより行なうモーフオ

ロジーフィルターによる検出方法であることを特徴とする請求項1または2に記載の異常陰影候補の検出方法。

【請求項5】 前記異常陰影の候補の検出は、高輝度高信号レベルの画像データに対して、マルチスケールおよび多重構造要素を用いてオーブニング処理を施し、該オーブニング処理の施された画像データをもとの画像データから減算するモーフオロジー演算により第1の値を求め、前記画像データのミンコフスキーカーからミンコフスキーカー差を減算した微分情報に基づく第2の値を求め、前記第1の値および第2の値をそれぞれ対応する前記所定の閾値と比較し、これら両比較の結果により行なうモーフオロジーフィルターによる検出方法であることを特徴とする請求項1または2に記載の異常陰影候補の検出方法。

【請求項6】 前記閾値は、前記ラチチュードに反比例するように、および／または前記読取感度の平方根に比例するように設定されたことを特徴とする請求項1から5のうちいずれか1項に記載の異常陰影候補の検出方法。

20 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は画像から異常陰影候補を検出する方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 蓄積性蛍光体シートやフィルムに記録された被写体の放射線画像を読み取って画像データを得、この画像データに適切な画像処理を施した後、画像を表示装置等により再生することが種々の分野で行われている。特に近年、コンピューターとの組合せによるコンピューテッドラジオグラフィー(CR)というデジタルラジオグラフィーの技術が開発され、種々のデジタルラジオグラフィーが臨床応用されている。

【0003】 ところでこのCRでは、最適な被写体の放射線画像情報が放射線エネルギーレベルを媒体として蓄積記録されている蓄積性蛍光体シートを励起光により走査し、この走査により前記シートから発せられた輝尽発光光を光電読取手段により読み取って電気的画像信号(画像データ)を得る本読みに先立って、後にこの画像データに基づいて可視画像を再生したときにその再生画像が観察観影に最適な濃度、コントラストを有するものとなるように、予めこの本読みに用いられる励起光よりも低レベルの励起光により前記シートを走査してこのシートに蓄積記録された画像情報の概略を読み取る先読みを行い、この先読みにより得られた情報に基づいて前記本読みを行う際の読取感度(S値といふ)およびラチチュード(L値といふ)といった読取条件を決定する、EDR(Exposure Data Recognizer)と称する「読取感度・コントラスト調整機能」を採用している。

【0004】 そしてこのEDRにより得られた読取条件50 に従って前記本読みを行い、この本読みにより得られた

画像信号を画像処理手段に入力し、この画像処理手段で撮影部位および撮影条件等に応じて診断目的に適した出力画像が得られるように画像データを処理し、この画像信号を写真感光材料等に可視出力画像として再生するシステムが知られており、その詳細は例えば本出願人が先に出願し、既に出願公開された特開昭58-67240号公報等に開示されている。

【0005】またこのような先読み処理を行なうことに伴う時間的ロスや処理および装置の複雑化を防止するために、蓄積性蛍光体シートから発光される輝尽発光光の検出レンジを十分に広く（例えば4桁程度）確保したうえで放射線画像情報の全体を読み取って画像データを得、この得られた画像データから最適な読取感度およびラチチュードを求め、得られた画像データをこれらの読取感度およびラチチュードに基づいて、これらの読取感度、ラチチュードで画像を再度読み取ったとした場合において得られる画像データと等価な画像データに変換処理する処理方法が採用されている（特開平2-108175号等）。

【0006】この方法によれば、光電読取手段による励起光照射光量、感度、ダイナミックレンジ等の競って位置を改めて設定し直すことなく計算処理だけで、最適な画像を再生するのに必要な画像データを得ることができる。

【0007】さらに、このように優れた特長を有するデジタルラジオグラフィーを、特に人体の医療診断用として、より積極的に活用することを目的とした、計算機（コンピューター）支援画像診断またはCADM（Computer Aided Diagnosis of Medical Image）と称される技術が提案されている。

【0008】この計算機支援画像診断等は、医療の現場における画像読影を通じての診断を補助するものである。すなわち從来においては、フィルム等の記録媒体やCRT等の表示装置により再生された放射線画像を専門医が目視により観察読影し、癌等を表すものとしての異常な腫瘍陰影やこの腫瘍陰影よりも小さく低濃度の微小石灰化陰影等（以下、これらを総称して異常陰影とい * ）

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_1 + f_2 + f_3 + f_4 + f_5)}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_5 + f_6) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (1)$$

【0013】ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図3に示すように、その画素 j を中心とした縦5画素×横5画素のマスクの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

【0014】（ステップ2）勾配ベクトルの集中度の算出

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \theta_j \quad (2)$$

【0016】ここで N は注目画素を中心半径 R の円内に存在する画素の数、 θ_j は、注目画素とその円内の各画素 j とを結ぶ直線と、その各画素 j における上記式

* を早期に発見するよう努めていた。しかし、放射線画像を観察読影する読影者間の読影能力の差により、そのような異常陰影を見落としたり、主観的判断による思い違いを生ずる可能性もある。

【0009】そこで計算機支援画像診断では、画像データに基づいて異常陰影と考えられる異常陰影候補を検出し、その検出した部にマーキングを表示して放射線画像の読影者に注意を喚起し、あるいは読影者の客観的判断に役立つ材料として、検出した異常陰影候補の特徴的なものを定量的に提示することにより、上述のような読影者による見落としや思い違いの未然防止を目的としている（「DR画像における腫瘍影検出（アイリスフィルタ）」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol. J75-D-II No. 3 P663～670 1992年3月、「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」同誌 D-II Vol. J75-D-II No. 7 P1170～1176 1992年7月等参考）。

【0010】ここで、上述のアイリスフィルター処理とは、腫瘍陰影の候補を検出する手法として、放射線画像の濃度値に基づく勾配ベクトルの集中度を利用した処理をいう。すなわち、放射線画像において、例えばX線のネガフィルム上においては、腫瘍陰影は周囲にくらべて濃度値がわざかに低いことが知られており、腫瘍陰影内の任意の画素における勾配ベクトルは腫瘍陰影の中心付近に向いている。一方、血管陰影のように細長い陰影では勾配ベクトルが特定の点に集中することはない。したがって、局所的に勾配ベクトルの向きの分布を評価し、特定の点に集中している領域を抽出すれば、それが腫瘍陰影の候補となる。これがアイリスフィルター処理の基本的な考え方である。以下に具体的なアルゴリズムのステップを示す。

【0011】（ステップ1）勾配ベクトルの計算
対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素 j ごとに、下記式（1）に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向き θ を求める。

【0012】

【数1】

【0013】ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図3に示すように、その画素 j を中心とした縦5画素×横5画素のマスクの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

【0014】（ステップ2）勾配ベクトルの集中度の算出

※

【数2】

$$(1)$$

（1）で算出された勾配ベクトルとがなす角である（図4参照）。したがって上記式（2）で表される集中度 C が大きな値となるのは、各画素 j の勾配ベクトルの向き

が注目画素に集中する場合である。

【0017】ところで、腫瘍陰影近傍の各画素」の勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度Cが大きな値を採る注目画素は、腫瘍陰影の中心部の画素といいうことができる。一方、血管などの線状パターンの陰影は勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るため集中度Cの値は小さい。したがって、画像を構成する全ての画素についてそれぞれ注目画素に対する上記集中度Cの値を算出し、その集中度Cの値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによって、腫瘍陰影を検出することができる。すなわち、このフィルターは通常の差分フィルターに比べて、血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影を効率よく検出できるという特長を有している。

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{min} + 1} \sum_{i=n-R_{min}}^n \cos \theta_i \quad (3)$$

【0020】ここで R_{min} と R_{max} とは、抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値と最大値である。

【0021】次に、勾配ベクトルの集中度Cを下記式※20

$$C_{max} = \max_{R_{min} \leq n \leq R_{max}} C_i(n)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{max} \quad (5)$$

【0023】ここで式(4)は、式(3)で得られた放射状の線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画素からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素までの領域が、その線の方向における腫瘍陰影の候補領域となる。式(4)によりすべての放射状の線についてその領域を求ることにより、腫瘍陰影の候補となりうる領域の外周線の形状を特定することができる。そして式(5)では、この領域内の、式(4)で与えられた集中度の最大値を放射状の線の全方向について平均した値を求める。この求められた値を予め設定した所定の閾値と比較することにより、この注目画素を中心とする領域が異常陰影候補となる可能性があるか否かを判別する。

【0024】なお、式(5)の集中度Cを評価する領域は、人間の目の虹彩(iris)が外界の明るさに応じて拡大、縮小する様子に似ており、勾配ベクトルの分布に応じて大きさと形状が適応的に変化するため、アイリスフィルター(iris filter)という名称で称されている。

【0025】(ステップ3)腫瘍陰影候補の形状評価さらに、悪性腫瘍の陰影は一般に下記1)～3)という形態的な特徴を有している。

【0026】1)辺縁は不整である

2)概円形に近い形をしている

3)内部は凸凹した濃度分布を有する

そこで、検出された陰影の候補から正常組織を取り除

*【0018】実際の処理においては、腫瘍の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルターの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図5に、そのフィルターを示す。このフィルターは、図4に示すものと異なり、注目画素を中心に11.25度毎の32方向の放射状の線上の画素のみで集中度の評価を行うものである。さらに、その放射状の線の各方向ごとに、中心(注目画素)から最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度とし、その集中度を全32方向で平均して注目画素の集中度Cとする。具体的には、1番目の放射状の線上において注目画素からn番目の画素まで得られる集中度 $C_i(n)$ を下記式(3)により求める。

【0019】

【数3】

※(4)および(5)により計算する。

【0022】

【数4】

き、腫瘍と考えられる陰影の候補のみを抽出するためには、これらの特徴を考慮した形状判定を行う。すなわち、これらの陰影の候補の、広がり度(Spreadness)、細長さ(Belongation)、辺縁の粗さ(Roughness)、円形度(Circularity)および内部の凸凹度(Entropy)についての特徴量と、予め設定した所定の閾値Tとを比較することにより、腫瘍陰影の候補であるか否かの最終的な判定を行なう。

【0027】上述のステップにより、アイリスフィルターは放射線画像から腫瘍陰影を効率的に検出することができる。

【0028】次にモーフロジー処理について説明する。モーフロジー処理とは、腫瘍陰影とともに乳腺における特徴的形態である微小石灰化像の候補を検出する手法であり、マルチスケール入と構造要素(マスク)Bとを用い、(1)石灰化像そのものの抽出に有効であること、(2)複雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと、(3)抽出した石灰化像がひずまないこと、などの特徴がある。すなわち、この手法は一般的の微分処理に比べて、石灰化像のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。以下にその概要を述べる。

【0029】(モーフロジーの基本演算)モーフロジーは一般的にはN次元空間における集合論として展開

されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像を対象として説明する。

【0030】濃淡画像を座標(x, y)の点が濃度値f(x, y)に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値f(x, y)は、濃度が低い(CRTに表示した場合には輝度が高い)ほど大きな画像信号となる高輝度高信号レベルの信号とする。

$$g^*(x) = g(-x)$$

【0033】であり、定義域内に値が0で、その定義域が下記式(7)であるとする。

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m\}$$

【0035】このとき、モーフオロジー演算の基本形は式(8)～(11)に示すように、非常に簡単な演算となる。

$$\text{dilation: } [f \oplus G^*](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (8)$$

$$\text{erosion: } [f \ominus G^*](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (9)$$

$$\text{opening: } f_o = (f \ominus G^*) \oplus g \quad (10)$$

$$\text{closing: } f_c = (f \oplus G^*) \ominus g \quad (11)$$

【0037】すなわち、ダイレーション(dilation)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素Bに応じて決定される値)の幅の中の最大値を検索する処理であり(図6(A)参照)、一方、エロージョン(erosion)処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の中の最小値を検索する処理である(図6(B)参照)。また、opening(またはclosing)処理は最小値(または最大値)探索の後に、最大値(または最小値)を探索することに相当する。すなわちopening(オープニング)処理は低輝度側から濃度曲線f(x)を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が高い部分)を取り除くことに相当する(図6(C)参照)。一方closing(クロージング)処理は、高輝度側から濃度曲線f(x)を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が低い部分)を取り除くことに相当する(図6(D)参照)。

【0038】なお構造要素gが原点に対して対称ではない場合の、式(8)におけるダイレーション演算をミンコフスキイ(Minkowski)と、式(9)におけるエロージョン演算をミンコフスキイ差といふ。

【0039】ここで、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値f(x)の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルに☆

*【0031】まず、簡単のために、その断面に相当する1次元の関数f(x)を考える。モーフオロジー演算に用いる構造要素gは次式(6)に示すように、原点について対称な対称関数

$$[0032]$$

$$[数5]$$

$$g^*(x) = g(-x) \quad (6)$$

$$[0034]$$

$$[数6]$$

$$[0036]$$

$$[数7]$$

$$[7]$$

20★におけるエロージョン処理(図6(B))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるエロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理(図6(A))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理(図6(D))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理(図6(C))と一致する。

【0040】なお、本項では高輝度高信号レベルの画像信号(輝度値)の場合について説明する。

【0041】(石灰化陰影検出への応用)石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影(乳腺や血管や乳腺支持組織等)の識別が困難であるため、東京農工大的小畠らは、多重構造要素を用いたopening(オープニング)演算に基づく下記式(12)で表されるモーフオロジーフィルターを提案している(「多重構造要素を用いたモーフオロジーフィルターによる微小石灰化像の抽出」電子情報通信学会論文誌D-II Vol.11 No.7 P1170～1176 1992年7月、「モーフオロジーの基礎とそのマンモグラム処理への応用」MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.12 No.1 January 1994)。

40 【0042】
【数8】

$$P = f - \max_{i \in \{-m, \dots, m\}} \{(f \ominus B_i) \oplus B_i\}$$

$$= f - \max_{i \in \{-m, \dots, m\}} \{f_{\#i}\}$$

$$(12)$$

【0043】ここで B_i ($i = 1, 2, 3, 4$)は図7 50に示す直線状の4つの構造要素Bである。構造要素Bを

検出対象の石灰化陰影よりも大きく設定すれば、オープニング処理で、構造要素Bよりも細かな凸状の信号変化部分（空間的に狭い範囲で変動する画像部分）である石灰化像は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰影はその長さが構造要素Bよりも長く、その傾き（延びる方向）が4つの構造要素Biのうちいずれかに一致すればオープニング処理（式（12）の第2項の演算）をしてもそのまま残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像（石灰化陰影が取り除かれた画像）を原画像fから引き去ることで、小さな石灰化像の*10

$$P = f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \ominus B_i) \ominus B_i\}$$

$$= f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{i,i}\}$$

*候補のみが含まれる画像が得られる。これが式（12）の考え方である。

【0044】なお前述したように、高濃度高信号レベルの信号の場合においては、石灰化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石灰化陰影は周囲部分に対して凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式（12）に代えて式（13）を適用する。

【0045】

【数9】

【0046】しかし、これによっても石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が一部残る場合があり、そのような場合については、次式（14）のモーフオロジ演算に基づく微分情報を利用して式（12）のPに含まれ※

$$M_{\text{edge}} = (1/2) \times \{f \ominus B - f \ominus \bar{B}\}$$

【0048】ここで、Mgradの値が大きいほど石灰化陰影の可能性が大きいので、石灰化候補画像Csは下記式

(15)により求めることができる。★

$$\text{IF } P(i, j) \geq T1 \text{ and } M_{\text{edge}}(i, j) \geq 12$$

$$\text{Then } C_s(i, j) = P \text{ else } C_s(i, j) = 0$$

※る非石灰化像をさらに除去する。

【0047】

【数10】

【0050】なお、T1、T2は実験的に決められる、予め設定された閾値である。

【0051】ただし、石灰化陰影の大きさとは異なる非石灰化陰影については、式（12）のPと所定の閾値T1との比較のみで除去できるため、石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が残ることのないような場合は、式（15）の第1項の条件（P(i, j) ≥ T1）を☆

$$C_s = C_s \oplus \lambda_1 B \ominus \lambda_2 B \oplus \lambda_3 B$$

【0054】ここで、λ1とλ2はそれぞれ融合したい石灰化陰影の最大距離と除去したい孤立陰影の最大半径とによって決められ、λ3 = λ1 + λ2である。

【0055】なお、これらのモーフオロジーフィルターに関する説明は上述したように、高輝度高信号レベルの画像データの場合についてであるが、高濃度高信号レベルの画像データ（高濃度の画素ほど大きなデジタル値を持つ画像データ）の場合については、オープニング演算とクロージング演算とが逆の関係になる。

【0056】

【発明が解決しようとする課題】ところで、上述のアイリスフィルターおよびモーフオロジーフィルターの処理における異常陰影候補であることを判定するための閾値T、T1、T2は、いずれも、予め実験的に設定された一定の値である。一方、これらの異常陰影候補の検出処理の対象となる画像データは、既述したように、EDRにより読み取った信号値であり

☆満たすだけでよい。

【0052】最後に、式（16）に示す、マルチスケールのオープニング演算とクロージング演算との組合せにより、石灰化陰影のクラスターCcを検出する。

【0053】

【数12】

る。

【0057】したがってこの信号値には、放射線画像に含まれている放射線の量子ノイズも含まれており、この量子ノイズの成分に係る画像データの大きさもEDRによる読み取った信号値と変動することとなる。

【0058】このように量子ノイズの成分に係る画像データの大きさがEDRにより変動するのに対し、上記異常陰影候補であるか否かを判定するための閾値が常に一定値では、量子ノイズに係る画像データを異常陰影候補として誤検出する虞がある。

【0059】本発明は上記事情に鑑みなされたものであって、放射線画像からの画像データの読み取った信号値に拘らず、その検出性能を向上させた異常陰影候補の検出方法を提供することを目的とするものである。

【0060】

【課題を解決するための手段】本発明の第1の異常陰影

の検出方法は、蓄積性蛍光体シートに蓄積記録された被写体の放射線画像情報を読み取って得られた画像データに基づいて、放射線画像情報を可視画像として再生するのに最適な読取条件と等価な正規化した読取感度およびラチチュードを求め、その放射線画像情報から異常陰影候補を検出するための所定の閾値を、正規化した読取感度が大きくなるのに応じて、および/または正規化したラチチュードが小さくなるのに応じて大きな値に設定することを特徴とするものである。

【0061】ここで、異常陰影候補を検出するための所定の閾値とは、異常陰影候補か否かを判定するのに用いられる閾値を意味するものである。意かの発明においても同様である。

【0062】ここで、異常陰影候補の検出としては、①検出の対象となる画像を構成する全ての画素について各画素ごとに画像データ（例えば濃度値など）の勾配ベクトルを求め、その後に全ての画素の各々を注目画素として注目画素に対する注目画素の周辺の各画素の勾配ベクトルの集中度を求め、集中度が所定値以上である画素のみからなる注目画素を中心とした領域を求め、この注目画素に対する該領域の勾配ベクトルの集中度の大きさに応じて該領域が異常陰影候補となる可能性があるか否かを判別し、可能性があると判別された該領域の形状に関する特徴量と、前記所定の閾値とを比較することにより行なうアイリスフィルターによる検出方法であってもよいし、または、②高輝度高信号レベルの画像データに対して、マルチスケールおよび多重構造要素を用いてオープニング処理を施し、このオープニング処理の施された画像データをもとの画像データから減算するモーフオロジーフィルタ演算により第1の値を求め、この第1の値と前記所定の閾値とを比較することにより行なうモーフオロジーフィルターによる検出方法であってもよいし、さらに、③この第1の値の他に、画像データのミニコフスキー和からミニコフスキー差を減算した微分情報に基づく第2の値を求め、第1の値および第2の値をそれぞれ対応する前記所定の閾値と比較し、これら両比較の結果により行なうモーフオロジーフィルターによる検出方法であってもよい。

【0063】なお上記②にいう、高輝度高信号レベルの画像データに対するオープニング処理に基づくモーフオロジーフィルターによる検出方法には、高濃度高信号レベルの画像データに対するクロージング処理に基づくモーフオロジーフィルターによる検出方法をも含むものとする。高濃度高信号レベルの画像データに対するオープニング処理と高輝度高信号レベルの画像データに対するクロージング処理とは、ひとつの画像信号を濃度として見るか、輝度として見るかによる差しかなく、実質的に同一の処理だからである。

【0064】また、上記形状に関する特徴量としては、例えばその形状の広がり度、細長さ、辺縁の粗さ、円形

度、内部の凸凹度等を定量化したものという。

【0065】なお、上記閾値は、上記正規化したラチチュードに反比例するように設定し、若しくは正規化した読取感度の平方根に比例するように設定し、または正規化したラチチュードに反比例するとともに正規化した読取感度の平方根に比例するように設定するのが望ましい。

【0066】ここで、上記読取感度（S値）、ラチチュード（L値）について、以下に、詳細に説明する。

10 【0067】CRでは、前述したEDRと呼ばれる「先読みによる読み取り感度・コントラスト調整機能」を採用している。その原理と処理フローを図8に示す。先読み、すなわち本番の読み取り（本読み、という）に先立ち、蓄積性蛍光体シート（以下、IP；Imaging Plateという）を微弱なレーザー光で粗く走査して得られるEDR画像データと患者のID情報を登録した際に入力された撮影メニュー情報とから、まず分割撮影パターンを認識し、各分割領域毎に照射野絞り内の領域を抽出する。次に認識されたX線照射野内の濃度ヒストグラムを作成する。ヒストグラムは、図9に示すとおり、撮影部位や撮影方法で決まる撮影メニュー毎に特有のパターンを持っている。この性質を利用して有効な画像データの最大値S₁と最小値S₂を検出すれば画像濃度/コントラストが均一になるように本番の読取条件を決めることができる。

20 【0068】読取条件とは上述の読取感度（S値）とラチチュード（L値）の2つのパラメータで規定され、具体的には光電子増倍管の感度と增幅器のゲインを決定するものである。このようにして読み取られた本読み画像データは、どのような被写体をどのような技法で撮影しても、常に一定のデジタル値に正規化されているため、画像処理やデータ保管を容易にし、またフィルムやCRTモニタ上に最適な濃度あるいは輝度とコントラストで再生することができる。

【0069】図10に示すシステムの動作原理を用いてEDR機能を詳細に説明する。

【0070】第1象限はIPに照射されたX線照射量と輝尽発光強度の関係を表す。これはIPの特筆すべき特長の一つで、入射X線量の広い範囲にわたって、これに比例した輝尽発光強度が得られる。

40 【0071】第2象限はEDR機能、すなわち、読取部への入力としての輝尽発光強度とEDRによって決定された読取条件で得られる出力デジタル信号との関係が表現されている。

【0072】第3象限では診断に適した表示特性に変換するための画像強調処理（周波数処理および階調処理）が行なわれる。本図では乳房撮影に適した階調処理曲線の例を示している。

【0073】第4象限はCRシステムにおける出力写真の特性曲線を示している。具体的には横軸に入射X線

量、縦軸下向きにフィルムの濃度を示しており、通常の蛍光スクリーン・フィルムシステムを用いたX線写真的特性曲線の上下を逆にした形で表現されている。前述のとおり、EDRではEDR画像データのヒストグラムから、診断に有効な画像信号の最大値 S_1 および最小値 S_2 を検出し、 S_1 および S_2 を撮影メニュー毎に予め設定され値 Q_1 および Q_2 に変換されるように読み取る条件を決定する。

【0074】すなわち高X線量で画像レンジの狭い例(i)の場合は(A)が、低線量で画像レンジの広い例(i)の場合は(B)が、それぞれEDRの決定する読み取る条件である。この結果、CRシステムの特性曲線はX線量の多少および画像レンジの大小に応じて任意に変化し、常に安定な画像濃度とコントラストを実現することができ*

$$S = 4 \times 10^{4-s^*}$$

$$Sk = \log(X/20(mR)) + 3.0$$

【0078】ここに輝尽発光量を表す値 Sk は、Mo管球の管電圧25kVpで20mR ($= 5.16 \times 10^{-6} C/kg$) が照射されたときの発光量を基準値 3.0とした、対数表現された尺度である。 Sk 値がこの基準値 3.0の場合における S 値は40であり、X線照射量が相対的に多くなるに応じて Sk は大きくなり、それに応じて S 値は小さくなることが分かる。これは、IPからの輝尽発光量が大きいため読み取る感度は低くとも十分な信号が取り出せること※

$$L = (1024/1) \times \{(log S_1 - log S_2) / (Q_1 - Q_2)\} \quad (19)$$

【0081】例えば、X線エネルギー的に同じコントラストの信号を $S_1 = 1$ と $S_2 = 2$ で別々に読み取った場合、 L 値 = 1 の方が $S_1 = 2$ に比べてデジタル値的に2倍の差を持つことになる。

【0082】EDRが決定する読み取る条件 (S 値と L 値) は、あくまでも撮影に適した濃度とコントラストを実現することに主眼をおいて決定される。例えば、ダイナミックレンジが狭い画像は積極的にコントラストをアップして、読み取り易い画像になるよう制御している。

【0083】以上がEDRが決定する読み取る条件である S 値と L 値である。

【0084】ところで、このEDRにおいて前述の先読みを行なうことなく読み取る感度およびコントラストを最適化する技術が本願出願人によりすでに出願されており(特開平2-108175号)、以下、この先読みを行なわないEDRについて説明する。

【0085】前述した先読みを行なうシステムでは、先読みにより、蓄積性蛍光体シートに蓄記された放射線画像情報の概略を読み取っていたが、本発明の第1の異常陰影候補の検出方法では、先読みを行なわないために放射線画像情報の概略が分からず、したがって蓄積性蛍光体シートから発せられる輝尽発光光を検出するための検出レンジを十分に広く設定しておく。これによって放射線画像情報の全体を読み取ることができ、この読み取

* きる。この点が従来のスクリーン/フィルムシステムの特性曲線と大幅に異なるところである。

【0075】前述のとおり、CRにおける読み取る条件は読み取る感度とラチチュードの2つのパラメータで規定される。具体的には、図10に示す S 値が読み取る感度を示す指標、 L 値がラチチュードを示す指標であり、これら2つの指標によりこの画像データに関する読み取る条件を知ることができる。

【0076】 S 値は読み取る感度を表す指標であって、デジタル画素の中央値 (10bit の場合は511) に対応するIPの輝尽発光量を表す値 Sk を用いて、次式 (17)、(18) で定義される。

【0077】

【数13】

(17)

(18)

※を意味している。

【0079】一方、 L 値は Sk 値を中心とするIPの輝尽発光量の何桁の範囲をデジタル化するかを表す指標で、EDRが検出した前述の特性値 S_1 および S_2 とそれに対応する画素値 Q_1 および Q_2 を用いて下記式 (19) で定義される。

【0080】

【数14】

20 って得られた画像データに基づいて、前述の先読みの場合と同様に、最適な再生画像を得るために読み取る感度 (S 値) とラチチュード (L 値) の2つのパラメータを求める。そしてこの求められた読み取る感度 (S 値) およびラチチュード (L 値) に応じて、読み取って得られた画像データを変換処理すればよい。

【0086】この変換処理に際しては、求められた読み取る感度 (S 値) およびラチチュード (L 値) に基づいて変換テーブルを作成し、この変換テーブルに基づいてすべての画像データを変換処理するようにすればよい。

【0087】そして、この変換処理して得られた画像データについて前述のアイリスフィルターやモーフオロジーフィルター等によって異常陰影候補を検出する際の閾値もこれら読み取る感度、ラチチュードに応じて変化させればよい。

【0088】本発明の第2の異常陰影候補の検出方法は、前述の先読みを行なうシステムにおいて、その先読みによって得られた読み取る感度およびラチチュードに基づいて、異常陰影候補を検出するための所定の閾値を、この読み取る感度が大きくなるに応じて、および/またはラチチュードが小さくなるに応じて、大きな値に設定することを特徴とするものである。

【0089】本発明の第2の異常陰影候補の検出方法においても、異常陰影候補の検出としては、前述のアイリ

スフィルターによる検出方法であってもよいし、前述の2つのモーフロジーフィルターによる検出方法であってもよい。また閾値も、上記正規化したラチュードに反比例するように設定し、若しくは正規化した読取感度の平方根に比例するように設定し、または正規化したラチュードに反比例するとともに正規化した読取感度の平方根に比例するように設定するのが望ましい。

【0090】なお上記本発明の異常陰影候補の検出方法を、前述した計算機支援画像診断装置において適用することもできる。

【0091】すなわち、本発明の異常陰影候補の検出方法によって検出された異常陰影候補について再生画像にマーキングを施し、あるいはその特徴的なものを定量的に提示し、あるいは全体画像を標準の大きさでCRT等に表示しつつ異常陰影候補のみを拡大表示するなどの処理を計算機支援画像診断装置で行なうことにより、画像読影者が判断を行なうに一層役立つものとなる。

【0092】

【発明の効果】本発明の異常陰影候補の検出方法によれば、EDR処理によって、L値またはS値が変動しても、この変動量に応じて、異常陰影と異常陰影ではない陰影とを最終的に判定するための閾値も変動するため、例えば、量子ノイズが重畳した放射線画像から読み取られた画像データに対して異常陰影の検出処理を行ない、その量子ノイズの大きさがEDR処理によって変動した場合にも、その変動量に応じて、この量子ノイズを異常陰影として誤検出しないように閾値も変動するため、異常陰影の検出性能を向上することができる。

【0093】

【発明の実施の形態】以下、本発明の異常陰影候補の検出方法の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。

【0094】図1(A)は被写体である乳房の画像P₁を含むX線画像Pを示すものであり、同図(B)は、(A)に示したX線画像Pを、EDR処理により求められた所定の読取感度(S値)、ラチュード(L値)で読み取って得られたデジタル画像データのヒストグラム*

$$T_1 = C_1 / L \quad (C_1 \text{は定数})$$

(20)

$$T_2 = C_2 / L \quad (C_2 \text{は定数})$$

(21)

【0102】これは、EDR処理によるL値が大きい場合には、前述のように、収録される画像データの値の幅が小さくなるためノイズ成分の一部P₅'のコントラストも同時に縮小され、閾値を小さくしても石炭化陰影P₃と非石炭化陰影であるノイズ成分の一部P₅'とを判別することができ、石炭化陰影P₃のみを高精度で検出することができる。

【0103】これとは反対に、EDR処理によるL値が小さい場合には、収録される画像データの値の幅が大きくなるためノイズ成分の一部P₅'のコントラストも同

*である。また図2は、図1(A)のI-I線に沿ったX線画像Pの濃度値(デジタル画像データ)の分布を示すものである。なお、X線画像Pのうち乳房の画像P₁以外の領域は、X線が直接入射した直接X線部P₂であり、最も濃度の高い部分である。

【0095】また、本実施形態における画像データ(濃度値)は、画像Pの濃度の高いものほど高いデジタル画像値を示す高濃度高デジタル値の画像データである。

【0096】また、図1(A)のI-I線上には悪性腫瘍を示す微小石炭化陰影P₄および所定の方向に延びた血管の陰影P₄が存在し、さらに画像全体にはX線の量子化ノイズP₅も含まれる(図2参照)。

【0097】この画像データに対して、血管陰影P₄よりも小さく、微小石炭化陰影P₄よりも大きく設定された構造要素を用いた前述の式(12)で表されるモーフロジーフィルターによる処理を施すことにより、血管の陰影P₄は除去され、石炭化陰影P₄だけが検出される。

【0098】しかし、これによっても石炭化陰影P₄と同等の大きさをもつ、例えばノイズ成分P₅の一部P₅'等が石炭化陰影P₄とともに検出されるので、前述の式(14)のモーフロジーフィルターによる処理を施すことにより、血管の陰影P₄は除去され、石炭化陰影P₄だけが検出される。

【0099】ここで、Mgradの値が大きいほど石炭化陰影P₄の可能性が大きいので、石炭化陰影Csを式(15)により求めることができる。

【0100】なお、T1、T2は、石炭化陰影P₄と非石炭化陰影(ノイズ成分P₅'等)とを判別するための閾値であるが、EDR処理によるS値およびL値に応じてノイズ成分P₅'の大きさも変動するため、常に一定の値を探るのではなく、閾値T1、T2はそれぞれEDR処理によるL値を用いて下記式(20)、(21)で示すように設定されている。

【0101】

【数15】

時に拡大され、従来のように閾値が一定では判別することができないが、本実施形態の方法によれば、L値が小さくなることによって閾値は大きくなり、石炭化陰影P₄と非石炭化陰影であるノイズ成分の一部P₅'とを、判別することができる。

【0104】なお、閾値T1、T2はそれぞれ、EDR処理によるS値を用いて下記式(22)、(23)で示すように、S値の平方根に比例するように設定してもよいし、式(24)、(25)で示すように、L値に反比例し、かつS値の平方根に比例するように設定してもよい。

【0105】

$$T_1 = C_1 S^{1/2} \quad (C_1 \text{は定数})$$

$$(22)$$

$$T_2 = C_2 S^{1/2} \quad (C_2 \text{は定数})$$

$$(23)$$

$$T_3 = C_3 S^{1/2} / L \quad (C_3 \text{は定数})$$

$$(24)$$

$$T_4 = C_4 S^{1/2} / L \quad (C_4 \text{は定数})$$

$$(25)$$

【0106】このように本実施形態の異常陰影候補の検出方法によれば、EDRによる画像データの読み取条件に拘らず、異常陰影の検出性能を向上することができる。

【0107】なお上記実施形態は、異常陰影候補を検出する方法としてモーフオロジーフィルターを使用した場合のものであるが、本発明の異常陰影候補の検出方法は、モーフオロジーフィルターによる検出方法に限るものではなく、アイリスフィルターを使用した方法や、その他の閾値を用いて異常陰影候補を検出し得るいかなる方法についても適用することができる。

【0108】すなわち、例えばアイリスフィルターを使用した異常陰影候補の検出方法では、EDR処理がなされた、検出の対象となる画像を構成する全ての画素について式(1)により各画素ごとに勾配ベクトルを求め、次に、全ての画素の各々を注目画素として、その注目画素を中心とした複数の放射状に延びる線を設定し、この線上の画素の勾配ベクトルを加算平均して、その注目画素に対する、その線についての勾配ベクトルの集中度を式(3)によって求める。この集中度は、その線の延びる方向についての濃度値の勾配がどの程度、その注目画素に向かっているかを示すものである。そして、式

(4)により、注目画素を起点として、集中度が最大となる画素までを、その方向についての、腫瘍陰影候補の領域とする。この処理を放射状の線の全方向について行なうことによって、その注目画素に対する集中度が最大となる領域の輪郭を決定する。

【0109】次に、この輪郭の定められた領域内の集中度の平均値を式(5)によって求め、求められた値と所定の閾値とを比較し、求められた値が閾値を上回った場合は、その領域は腫瘍陰影の候補である可能性を有する領域であると判定し、一方、閾値を下回った場合は、その領域は腫瘍陰影の候補ではないと判定する。

【0110】この領域が腫瘍陰影の候補である可能性があると判別された場合は、さらに、この領域の形状に関する特徴量、例えば、広がり度(Spreadness)、細長さ(Elongation)、辺縁の粗さ(Roughness)、円形度(Circularity)もしくは内部の凸凹度(Entropy)についての各特徴量、またはこれらを組み合わせた特徴量を算出する。

【0111】この処理は、腫瘍陰影が悪性のものである場合には、これら領域の形状に特徴が認められ、最終的に、その腫瘍陰影が異常陰影であるか否かを判定するための処理である。

【0112】すなわち、上記領域の形状に関する特徴量と、異常陰影であると判定するに十分な閾値Tとを比較し、閾値Tを上回った場合には、その領域は異常陰影であると判定し、閾値Tを下回った場合には、その領域は異常陰影でないと判定する。ここで、閾値Tを、EDR処理によるS値が大きくなるに応じて大きくなるように設定し、もしくはEDR処理によるL値が小さくなるに応じて大きくなるように設定し、またはこれらを組み合わせて設定すればよい。

【0113】これは、EDR処理によるS値が大きい場合には、収録される画像データの値の幅が小さくなり、例えば、画像データに量子ノイズが重畳している場合にも、そのノイズ成分による上記領域の形状に関する特徴量、例えば辺縁の粗さもそれに応じて小さくなり、したがって閾値を小さくしなければ異常陰影を検出することができなくなり、一方これとは反対に、EDR処理によるS値が小さい場合には、収録される画像データの値の幅が大きくなり、量子ノイズの重畳した画像データによる辺縁の粗さもそれに応じて大きくなり、したがって閾値を大きくしなければ異常陰影ではない陰影までも異常陰影として検出する虞があるからである。

【0114】なお、閾値Tは、EDR処理によるS値を用いて式(22)、(23)で示すのと同様に、S値の平方根に比例するように設定してもよいし、式(24)、(25)で示すのと同様に、L値に反比例し、かつS値の平方根に比例するように設定してもよい。

【0115】このように本実施形態の異常陰影候補の検出方法によれば、EDRによる画像データの読み取条件に拘らず、異常陰影の検出性能を向上することができる。

【0116】また、上記各実施形態は先読みを行なって読み取感度とラチチュードを求め、この求められた感度およびラチチュードに基づいて本読みを行なうことによって、読み取段階で最適な再生画像を得る画像データを取得するという、先読み、本読みを行なう方式のものであるが、本発明はこの方式に限るものではなく、上述した先読みを行なわない方式であってもよい。

【0117】さらに、上述した計算機支援画像診断装置にこれらを適用するものであってもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】(A) 被写体である乳房の画像P₁を含むX線画像P₂を示す図

(B) X線画像P₂を、EDR処理により所定のS値、L値で読み取って得られたデジタル画像データのヒストグ

ラム

【図2】図1 (A) のI—I線に沿ったX線画像Pの濃度値(デジタル画像データ)の分布図

【図3】勾配ベクトルを算出するマスクを示す図

【図4】注目画素についての勾配ベクトルの集中度の概念を示す図

【図5】注目画素を中心とする放射状の線を示す図

【図6】モーフオロジーフィルターによる基本的な作用を説明するためのグラフ

【図7】モーフオロジーフィルターにおける構造要素を示す図

【図8】EDRの処理を示すフローチャート

【図9】X線照射野内の濃度ヒストグラム

【図10】EDRの動作原理を示す図

【図11】読み取条件である読み取感度(S値)とラチチュード(L値)を表す図

【符号の説明】

P X線画像

P₁ 乳房の画像

P₂ 直接X線部

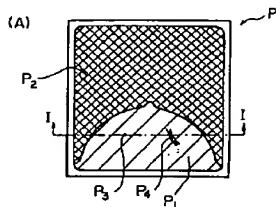
P₃ 微小石灰化陰影

P₄ 血管の陰影

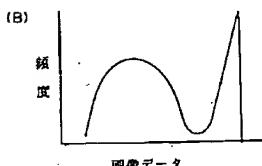
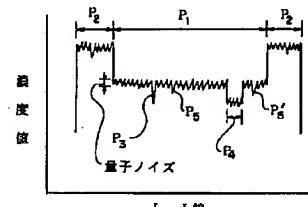
P₅ X線の量子化ノイズ

P_{5'} ノイズ成分P₅ の一部

【図1】



【図2】

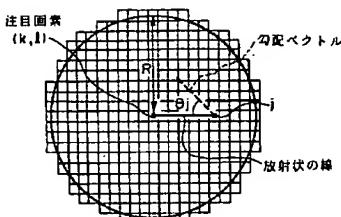


図像データ

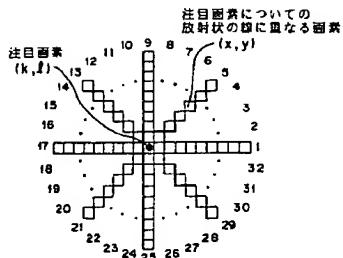
【図3】

f_7	f_6	f_5	f_4	f_3
f_8				f_2
f_9		注目画素 (i,j)		f_1
f_{10}				f_{10}
f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}

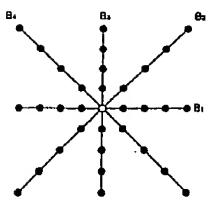
【図4】



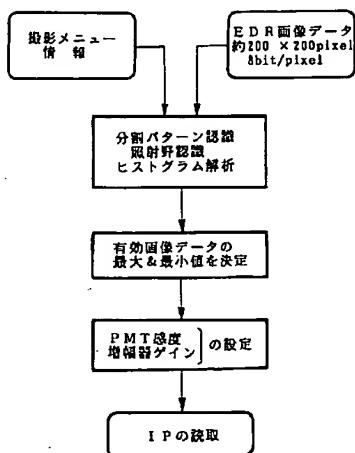
【図5】



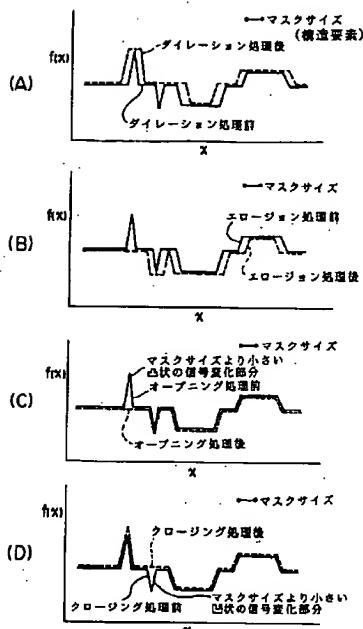
【図7】



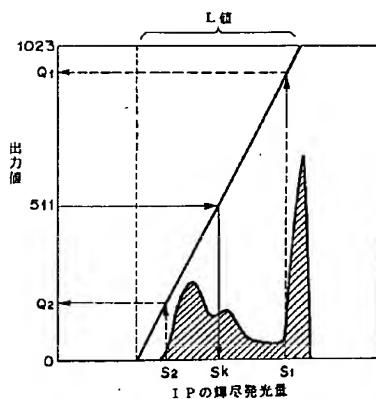
【図8】



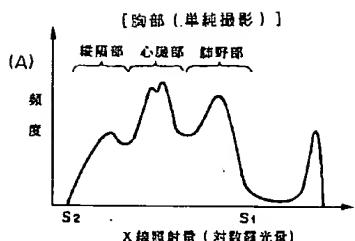
【図6】



【図11】



〔图9〕



〔四〕

